

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(21) Anmeldenummer: 87108116.2

(51) Int. Cl. 4: **A61B 5/05**, **A61N 1/365**

(22) Anmeldetag: 04.06.87

(30) Priorität: 16.06.86 DE 3620280

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
23.12.87 Patentblatt 87/52

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB IT NL SE

(71) Anmelder: **Siemens Aktiengesellschaft Berlin und München**
Wittelsbacherplatz 2
D-8000 München 2(DE)

(72) Erfinder: **Heinze, Roland**
Simbacher Strasse 9
D-8000 München 80(DE)
Erfinder: **Stangl, Karl, Dr.**
Landwehrstrasse 7
D-8000 München 2(DE)

(54) **Vorrichtung zur Impedanzmessung an Körpergeweben.**

(57) Sie umfaßt eine Signalquelle (2) zum Einprägen eines elektrischen Signals in das Körpergewebe, eine Einrichtung (7, 8) zum Erfassen eines Impedanzsignals (S_1) aus dem Körpergewebe in Abhängigkeit vom eingeprägten elektrischen Signal und eine Auswerteeinrichtung (9) für das Impedanzsignal. Die Auswerteeinrichtung (9) ist zur Auswertung des Impedanzsignals im Sinne der Heraustrennung der dem Leitwert entsprechenden niederfrequenten Signalanteile (S_{NF}) ausgebildet und sie umfaßt einen Signalausgang (10) für die herausgetrennten Signalanteile.

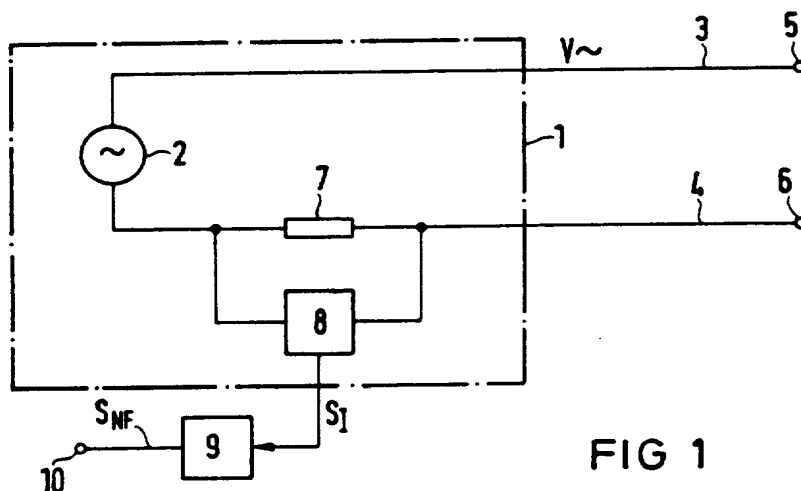


FIG 1

Vorrichtung zur Impedanzmessung an Körpergeweben

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Impedanzmessung an Körpergeweben gemäß Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Eine solche Vorrichtung mit einer Auswerteeinrichtung im Sinne der Heraustrennung lediglich von höherfrequenten Signalanteilen ist z.B. im Zusammenhang mit frequenzgesteuerten Herzschrittmachern durch die US-PS 43 03 075 vorbekannt. Eine weitere solche Vorrichtung mit einer Auswerteeinrichtung im Sinne der Heraustrennung sowohl von niederfrequenten als auch höherfrequenten Signalanteilen ist im Zusammenhang nach der Bestimmung von Blutverlusten bei einer Operation z.B. durch die US-PS 35 32 086 vorbekannt. Der niederfrequente Anteil ist ein Maß für das Blutvolumen.

Impedanzmessungen im Körpergewebe (einschließlich Blut) dienten bisher zur Bestimmung von mechanischen Volumenänderungen des Körpers, z.B. des Schlagvolumens des Herzens sowie auch der Atmung aufgrund Thoraxbewegungen. Die Änderung der Impedanz kann zur Frequenzsteuerung von Herzschrittmachern verwendet werden. Grundlage der Impedanzmessung ist vereinfacht die folgende physikalische Beziehung:

$$R = \frac{1}{\sigma_R \cdot F},$$

wobei R die Impedanz,
 σ_R der Leitwert

$$\left(\frac{1}{\Omega \cdot \text{cm}} \right),$$

l der wirksame Elektrodenabstand (cm) und F der wirksame Leitungsquerschnitt (cm²) zwischen den Elektroden ist.

Die Messung periodischer Impedanzschwankungen erfaßt also die Änderungen von l oder F auf der Leitungsstrecke.

Eine unmittelbare Aussage über den Stoffwechsel, der ein direktes Maß für die Körperbelastung wäre, ist nicht möglich.

Aufgabe vorliegender Erfindung ist es, eine Vorrichtung zur Impedanzmessung der eingangs genannten Art dahingehend weiterzubilden, daß ein Signal erzeugt wird, das direkt eine Aussage über den Stoffwechsel macht.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Patentanspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung geht aus von der Erkenntnis, daß im Leitwert σ_R der obengenannten Beziehung metabolische Anteile stecken, die ein direktes Maß für den Stoffwechsel (damit direkter Bezug zur Belastung) abgeben. Sie geht ferner davon aus, daß im erfaßten Impedanzsignal höherfrequente Signalanteile stecken, die im wesentlichen Änderungen von l oder F widerspiegeln, und daß auch ein niederfrequenter Anteil vorhanden ist, der ein direktes Maß für den Leitwert σ_R ist (im Gegensatz zum Gegenstand der US-PS 35 32 086, der niederfrequente Anteile als Blutvolumen anzeigt). Konventionelle Vorrichtungen zur Impedanzmessung in der Herzschrittmachertechnik, wie z.B. jene der US-PS 43 03 075, filtern die höherfrequenten Signalanteile als Maß für die Atmung oder das Schlagvolumen des Herzens aus dem erfaßten Impedanzsignal heraus und steuern damit z.B. die Frequenz eines Herzschrittmachers. Bei vorliegender Erfindung werden jedoch anstelle der höherfrequenten die niederfrequenten Signalanteile des Impedanzsignals abgetrennt. Man erhält dadurch ein direkt vom Leitwert abhängiges Signal, das eine unmittelbare Aussage über den Stoffwechsel und damit die momentane Belastung, z.B. eines Patienten, zuläßt. Dieses Signal ist im Zusammenhang mit einem frequenzgesteuerten Herzschrittmacher ein erheblich genaueres Steuerungssignal für die Stimulationsfrequenz als der bekannte höherfrequente Anteil des Impedanzsignals.

In vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung können also die niederfrequenten Anteile des gemessenen Impedanzsignals als Steuersignal dem Frequenzsteuerteil eines frequenzgesteuerten Herzschrittmachers zugeführt werden zur Steuerung der Stimulationsfrequenz in dem Sinne, daß bei sich ändernder Leitfähigkeit die Stimulationsfrequenz des Herzschrittmachers entsprechend geändert wird.

In weiterer vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung ist die Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters in Abhängigkeit von der Stimulationsfrequenz variierbar, in dem Sinne, daß sie mit steigender Stimulationsfrequenz zu höheren Werten und mit sinkender Stimulationsfrequenz entsprechend zu niedrigeren Werten verschoben wird. Dadurch ergibt sich der Vorteil, daß die Grenzfrequenz des Filters in Abhängigkeit von der Atemfrequenz, die sich analog zur Belastung (und damit auch zur sich ändernden Stimulationsfrequenz) verändert, immer möglichst hoch ist, aber dennoch gleichzeitig immer unterhalb der Atemfrequenz liegt. Dadurch kann es nicht zu störendem Einfluß der Atmung auf das Meßergebnis kommen.

In noch weiterer vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung ist zusätzlich noch eine Temperatureinfluß-Kompensationseinrichtung vorgesehen, mit deren Hilfe der gemessene Leitwert von Temperatureinflüssen bereinigt wird.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels anhand der Zeichnung und in Verbindung mit den Unteransprüchen.

Es zeigen:

Figur 1 eine erste Ausführungsform der Erfindung im Prinzipschaltbild,

Figur 2 eine zweite Ausführungsform der Erfindung im Prinzipschaltbild und

Figur 3 die Verwendung der Erfindung gemäß dem Prinzipschaltbild der Figur 1 oder Figur 2 in einem frequenzgesteuerten Herzschrittmacher.

Der Impedanzmesser 1 der Figur 1 umfaßt als Signalquelle zum Einprägen eines elektrischen Signals einen Wechselspannungserzeuger 2 (z.B. 1 kHz-Wechselspannungserzeuger), der über Elektrodenleitungen 3 und 4 mit zugehörigen Elektroden 5 und 6 einem (nicht dargestellten) Körpergewebe eine konstante Wechselspannung $V \sim$ (z.B. 1 kHz-Wechselspannung) einprägt. Die Meßanordnung der Figur 1 ist dabei vorzugsweise zur intrakorporalen Messung ausgelegt. Es sind also zumindest die Elektroden 5 und 6 im Körpergewebe implantiert; vorzugsweise ist jedoch die gesamte Meßeinrichtung implantiert. In Abhängigkeit von der eingepprägten Wechselspannung $V \sim$ wird über einen niederohmigen Serienwiderstand 7 (z.B. 100 Ohm) der vom Strom in den Elektrodenleitungen 3 und 4 verursachte Spannungsabfall mittels eines Spannungsmessers 8 erfaßt. Das Ausgangssignal des Spannungsmessers 8 wird dann einem Tiefpaßfilter 9 zugeführt, dessen obere Grenzfrequenz im Bereich 0,1 bis 0,4 Hz liegt (vorzugsweise in diesem Frequenzbereich variierbar ist, wie später anhand der Figur 3 noch näher erläutert wird). Das Tiefpaßfilter 9 trennt aus dem Ausgangssignal S_i (Impedanzsignal) des Spannungsmessers 8 lediglich die niederfrequenten Signalanteile S_{NF} , die dem Leitwert σ_R im Körpergewebe entsprechen, heraus. Die herausgetrennten niederfrequenten Signalanteile S_{NF} können vom Signalausgang 10 des Tiefpaßfilters 9 abgenommen werden.

In der Figur 2 umfaßt der Impedanzmesser 11 eine Wechselstromquelle 12 (z.B. 1 kHz-Wechselstromquelle), die dem Körpergewebe über die Elektrodenleitungen 3 und 4 sowie den zugehörigen Elektroden 5 und 6 einen konstanten Wechselstrom $I \sim$ (z.B. 1 kHz-Wechselstrom) einprägt. Das gesamte Meßsystem ist wieder vorzugsweise als intrakorporales Meßsystem ausgelegt. Gemessen wird diesmal die Wechselspannung zwi-

schen den Elektroden 5 und 6 mittels eines parallelgeschalteten Spannungsmessers 13, der einen Dividierer zur Bildung von $1/V \sim$ beinhaltet. Das Ausgangssignal S_i (Impedanzsignal) des Spannungsmessers 13 wird dann in derselben Weise, wie zuvor im Zusammenhang mit der Figur 1 beschrieben, in einem Tiefpaßfilter 9 ausgewertet.

Die Figur 3 zeigt die Anwendung einer Meßanordnung gemäß der Figur 1 oder Figur 2 in einem frequenzgesteuerten Herzschrittmacher 14. Gleiche Bauelemente sind dabei mit gleichen Bezugsziffern versehen. Die Elektrode 5 ist im vorliegenden Fall gleichzeitig die Stimulationselektrode des Herzschrittmachers 14, während die Elektrode 6 durch das leitende (z.B. metallische) Gehäuse des Herzschrittmachers gebildet ist. Die Elektrodenleitung 3 entspricht dem Stimulationskatheter des Herzschrittmachers.

Der frequenzgesteuerte Herzschrittmacher 14 umfaßt einen Pulsgenerator 15 für die Stimulationsimpulse 16. Die Folgefrequenz der Stimulationsimpulse 16 (Stimulationsfrequenz) ist am Pulsgenerator 15 über ein Frequenzsteuerteil 17 in Abhängigkeit von dem herausgefilterten niederfrequenten Signalanteil S_{NF} am Ausgang 10 des Tiefpaßfilters 9 steuerbar. Die Steuerung erfolgt in dem Sinne, daß bei sich änderndem Leitwert σ_R die Stimulationsfrequenz proportional geändert wird. Die Stimulationsfrequenz steigt also, wenn der herausgefilterte niederfrequente Signalanteil S_{NF} (und damit auch der Leitwert σ_R) zunimmt. Die Stimulationsfrequenz wird in umgekehrter Weise geringer, wenn die Signalanteile S_{NF} (und damit der Leitwert σ_R) abnehmen.

Wie in der Figur 3 angedeutet ist, ist die Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters 9 über eine Steuerleitung 19 in Abhängigkeit vom Ausgangssignal des Frequenzsteuerteils 17 steuerbar in dem Sinne, daß sie im Bereich 0,1 bis 0,4 Hz mit steigender Stimulationsfrequenz zu höheren Werten und mit sinkender Stimulationsfrequenz entsprechend zu niedrigeren Werten verschoben wird. Es tritt der bereits eingangs geschilderte Vorteil ein, daß das Meßergebnis trotz erwünscht höchstmöglicher Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters 9 von der Atmung unbeeinflußt bleibt.

Ferner ergibt sich aus der Figur 3, daß die Steuerung des Frequenzsteuerteils 17 vom Signal S_{NF} nicht unmittelbar, sondern unter Zwischenschaltung eines Korrekturgliedes 20 zur Kompensation von Temperatureinflüssen erfolgt. Der Leitwert σ_R erhöht sich mit steigender Temperatur. Das Korrekturglied 20 korrigiert das Signal S_{NF} für den Leitwert in umgekehrter Weise. Zum Erfassen der Temperatur dient ein Temperaturfühler 21, der im Gehäuse des Herzschrittmachers oder z.B. außerhalb des Gehäuses angeordnet sein kann. Es

versteht sich von selbst, daß auch der Impedanzmesser 1 bzw. 11 sowie das Tiefpaßfilter 9 vorzugsweise im Inneren des Schrittmachergehäuses untergebracht sind.

Anstelle des Temperaturfühlers 21 und des Korrekturgliedes 20 kann aber auch der Stimulationskatheter 3 selbst aus einem den Temperaturgang der Leitfähigkeit kompensierenden Material (z.B. NTC-Widerstandsmaterial) bestehen oder im Stimulationskatheter 3 kann ein Widerstand aus solchem Material eingebaut sein.

Das Frequenzsteuerteil 17 umfaßt auch noch eine Subtraktionsstufe 22, die vom temperaturkompensierten niederfrequenten Signal S_{NF} einen programmierbaren festen Wert (z.B. zwischen 80 bis 90 % des Mittelwertes des niederfrequenten Signals) subtrahiert. Dadurch wird ein für die Steuerung unspezifischer Signalanteil (Offset) eliminiert.

Ansprüche

1. Vorrichtung zur Impedanzmessung an Körpergewebe mit einer Signalquelle zum Einprägen eines elektrischen Signals in das Körpergewebe und einer Einrichtung zum Erfassen eines Impedanzsignals aus dem Körpergewebe in Abhängigkeit vom eingepägten elektrischen Signal und einer Auswerteeinrichtung für das Impedanzsignal im Sinne der Heraustrennung niederfrequenter Signalanteile, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Auswerteeinrichtung (9) zur Auswertung des Impedanzsignals (S_i) im Sinne der Heraustrennung der dem Leitwert (σ_R) entsprechenden niederfrequenten Signalanteile (S_{NF}) ausgebildet ist und daß sie einen Signalausgang (10) für die herausgetrennten Signalanteile (S_{NF}) umfaßt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Auswerteeinrichtung ein Tiefpaßfilter (9) für die dem Leitwert (σ_R) entsprechenden niederfrequenten Signalanteile umfaßt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Tiefpaßfilter (9) eine obere Grenzfrequenz im Bereich 0,1 bis 0,4 Hz umfaßt.

4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters (9) variierbar ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß vom Signalausgang (10) der Auswerteeinrichtung (9) die niederfrequenten Signalanteile als Steuersignal (S_{NF}) dem Frequenzsteuerteil (17) eines frequenzgesteuerten Herz schrittmachers (16) zugeführt werden zur Steuerung der Stimulationsfrequenz in dem Sinne, daß bei sich änderndem Leitwert (σ_R) die Stimulationsfrequenz entsprechend geändert wird.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4 und 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters (9) in Abhängigkeit von der Stimulationsfrequenz variierbar ist, in dem Sinne, daß sie mit steigender Stimulationsfrequenz zu höheren Werten und mit sinkender Stimulationsfrequenz entsprechend zu niedrigeren Werten verschoben wird.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Auswerteeinrichtung eine Einrichtung (20) zur Kompensation des Temperatureinflusses auf das niederfrequente Signal (S_{NF}) umfaßt.

8. Vorrichtung nach Anspruch 5 und 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Frequenzsteuerteil (17) eine Subtraktionsstufe (22) umfaßt, die vom temperaturkompensierten niederfrequenten Signal (S_{NF}) einen programmierbaren festen Wert subtrahiert.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß der feste Wert im Bereich von 80 bis 90 % des Mittelwertes des niederfrequenten Signals (S_{NF}) liegt.

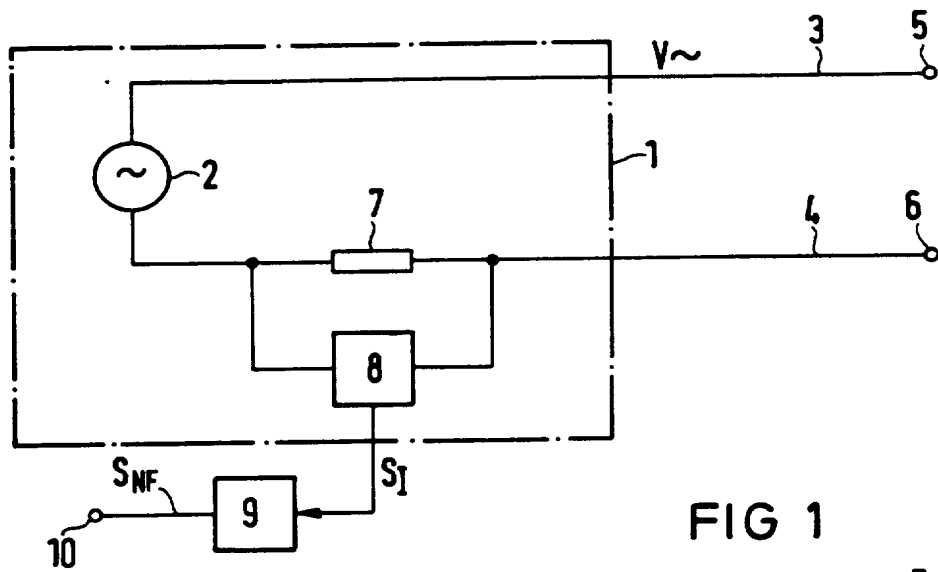


FIG 1

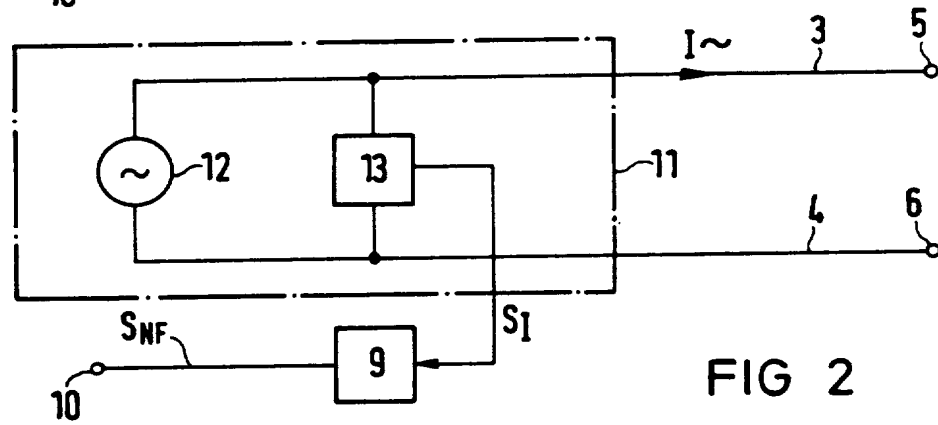


FIG 2

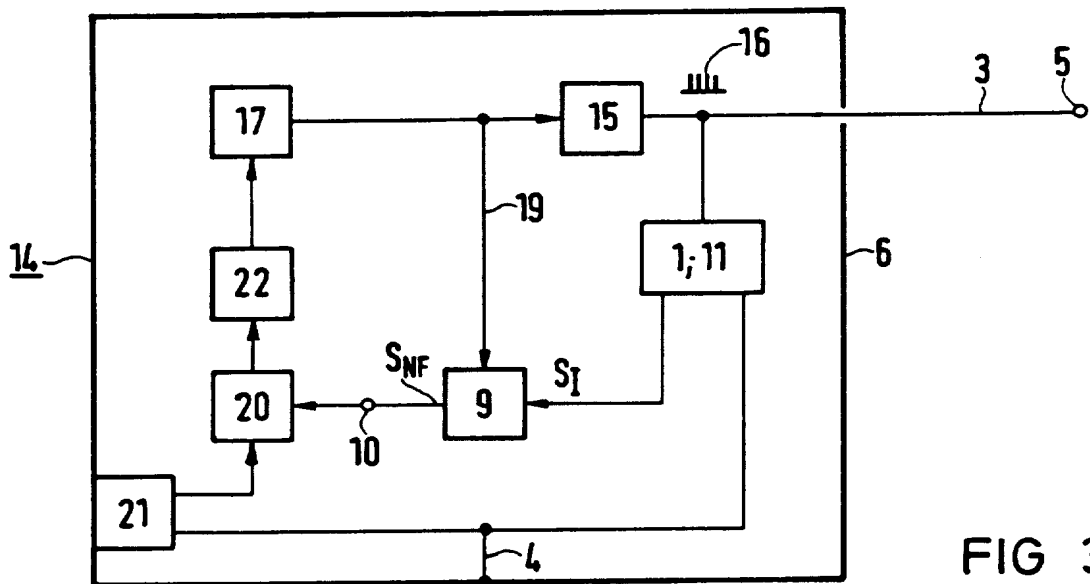


FIG 3



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 87 10 8116

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 4)
D, X	US-A-3 532 086 (R.J. UNDERWOOD et al.) * Spalte 1, Zeile 48 - Spalte 2, Zeile 49; Figur 1 *	1-3	A 61 B 5/05 A 61 N 1/365
A	--- US-A-4 030 485 (G. WARNER) * Spalte 3, Zeile 61 - Spalte 4, Zeile 64; Spalte 7, Zeilen 35-37; Figur 1 *	7	
A	--- MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING, Band 20, Nr. 3, Mai 1982, Seiten 293-298, IFMBE, Stevenage, GB; A.J. WILSON et al.: "Methods of filtering the heart-beat artefact from the breathing waveform of infants obtained by impedance pneumography" * Zusammenfassung; Absatz 3 "Analogue filtering"; Figur 4 *	4	
A	--- GB-A-2 070 282 (M. MIROWSKI) * Seite 3, Zeilen 7-72; Anspruch 1; Figur 1 * & US-A-4 303 075 (Kat. D,A)	1, 5	
A	--- EP-A-0 089 014 (G. PLICCHI et al.) * Zusammenfassung; Ansprüche 1, 11 *	5	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 22-09-1987	
		Prüfer HUNT, B.W.	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet		E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	
Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie		D : in der Anmeldung angeführtes Dokument	
A : technologischer Hintergrund		L : aus andern Gründen angeführtes Dokument	
O : nichtschriftliche Offenbarung			
P : Zwischenliteratur			
T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze		& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	